Aus der Abteilung für Augenheilkunde am Universitätsklinikum
Charlottenburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. J. Wollensak

Zur Aussagekraft des ERG nach Vitrektomie mit Silikoninstillation

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von: Dipl. Math. Lutz Marlinghaus
aus Berlin

1985

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549615_0068

Druck: Copy-Center in Dahlem
Ladenbergstraße 2-4
1000 Berlin 33
Tel. 831 40 25

Aus der Abteilung für Augenheilkunde am Universitäts-
klinikum Charlottenburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. J. Wollensak

Zur Aussagekraft des ERG nach Vitrektomie mit Silikon-instillation

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von : Dipl. Math. Lutz Marlinghaus
aus Berlin

Referent: Prof. Dr. J. Wollensak

Korreferent: Prof. Dr. B. Schmidt

gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 19.6.85

Inhaltsangabe

1. Einleitung 5

2. Fragestellung 11

3. Theorie 14

4. Das Modell 17

4.1. Annahmen und Vereinfachungen 17

4.2. Durchführung der Berechnungen 22

4.3. Beispiel 24

5. Ergebnisse 26

5.1. Ergebnisse mit randständigen Tropfen 26

5.2. Einfluß der Lage der Tropfen 36

5.3. Validität, Reliabilität und Genauigkeit 36

5.3.1. Einfluß des Abbruchkriteriums 36

5.3.2. Validität 37

5.3.3. Reliabilität 39

6. Diskussion 40

6.1. Einfluß der Tropfengröße und der Randbedingungen

6.2. Vergleich der gewonnenen Werte mit Werten aus der Literatur 43

7. Zusammenfassung 45

8. Anhang 46

9. Literaturverzeichnis 55

1. Einleitung

Albrecht von Graefe gelang es 1863 bei der Entfernung eines intraokularen Fremdkörpers zum ersten Mal, eine Glaskörpermembran mit einer Nadel erfolgreich zu durchtrennen. Er gab damit den Anstoß zur Entwicklung chirurgischer Techniken, die der Behebung pathologischer Zustände des Glaskörpers dienen.

Kasner (1968) war dann über hundert Jahre später der erste Ophthalmochirurg, der unter Verwendung seiner "open-sky"-Technik an einem Auge mit primärer Amyloidose erfolgreich die Entfernung sämtlicher erkrankter Glaskörperabschnitte durchführte und dabei deutlich machte, daß dieses Vorgehen vom Auge gut toleriert wurde.
Er inaugurierte damit neue Techniken, die die Resektion von getrübtem Glaskörper und intraokularen Strängen zum Ziel haben, wie sie z. B. bei Einblutungen, Amyloidose, chronischer Uveitis oder proliferativer Retinopathie auftreten.
Durch die Arbeiten von Machemer, der 1971 den Zugang über die pars plana vorschlug, ist die Vitrektomie dann zur überlegenen Technik in der Glaskörperchirurgie geworden (Machemer , 1981).

Zum Ersatz des entfernten Glaskörpers kamen eine Fülle verschiedener Stoffe zur Anwendung (Tolentino, 1976). Bereits vor über 80 Jahren wurde physiologische Kochsalzlösung benutzt (Andrews, 1900), eine Substanz, die wegen ihrer relativen Nichttoxizität auch heute noch eingesetzt wird, wenn zusätzliche Flüssigkeit zur Auffüllung von intraocularem Volumen benötigt wird, ohne daß die physikalischen Eigenschaften von Gasblasen oder viskösem Material erforderlich sind.

Auf Ohm (1911) geht die Verwendung von gasförmigen Stoffen zurück, die zur Behandlung von Netzhautablösungen in den Glaskörper injiziert wurden.
Von den untersuchten Gasen wie Sauerstoff, N_2, CO_2, NO_2 und Argon (Schenk, 1959) sowie anderen Edelgasen (Widder, 1962) und SF_6 (Norton, 1973) kommt heute nur noch dem SF_6

eine größere Bedeutung zu. SF_6 hat den Vorteil, langsam resorbiert zu werden und dehnt sich zusätzlich aufgrund des Stickstoffgradienten intraocular auf das 2,5-fache des injizierten Volumens aus.

Einen wichtigen Platz nehmen in der Behandlung von Netzhautablösungen, einschließlich solcher, die durch massive Glaskörperretraktion kompliziert sind, nichtresorbierbare viskose Materialien wie Silikon (Scott, 1973, Leaver et al, 1979) und Hydrogele (Daniele, 1968) ein. Eine Übersicht über andere Austauschstoffe wie Liquor, tierischer und menschlicher Glaskörper, Hyaluronsäure, Polyvinylpyrrolidon, Kollagen u. a. findet sich bei Michels (1974).

In der präoperativen Diagnostik und der Prognosestellung für die Vitrektomie kommen neben Routinemaßnahmen wie Spaltlampenuntersuchung oder exakter Anamneseerhebung verschiedene Spezialuntersuchungen zur Anwendung.

Die bei Diabetikern wichtige Beurteilung einer Rubeosis iridis kann durch die Fluoreszenzangiographie objektiviert werden(Zakov, 1978), ein Befund, der besonderes Gewicht dadurch erhält, daß ca. 75% der Vitrektomierten Diabetiker sind (Michels, 1981).

Mit echographischen Untersuchungen kann entschieden werden, ob z. B. im Falle eines Traumas die Netzhaut abgelöst ist und damit die Indikation zur frühzeitigen Vitrektomie gegeben ist (Machemer, 1981). Auch zur Entscheidung, ob im Falle sehr geringer retinaler Funktion bei Glaskörpertrübungen die Netzhaut abgelöst ist und damit die Vitrektomie eine günstige Prognose hat (Machemer, 1981), kann die Ultraschalluntersuchung herangezogen werden. Zur Beurteilung der retinalen Funktion werden in erster Linie das Elektroretinogramm (Faulborn und Röver, 1980, Dehon 1977, 1978) sowie die Messung visuell evozierter corticaler Potentiale und das Electrooculogramm (Schepens , 1983) herangezogen.

Die Beobachtung von Aktionspotentialen als elektrische Antwort des Auges auf einen Lichtreiz geht auf Holmgren und Dewar/Mc Kendrick zurück, die dieses Phänomen unabhängig voneinander 1865 und 1873 entdeckten (Schmidt/Straub, 1976). Kühne und Steiner fanden 1880, daß dieses Potential in der Netzhaut entsteht (Schmidt/Straub, 1976) und damit die Analyse dieses Potentials Rückschlüsse auf die Funktion der Retina erlaubt.

Bei Glaskörpertrübungen, die den Einfall des Lichtes auf die Retina abschwächen, wird die "Bright-Flash"-Elektroretinographie verwendet: durch sukzessive Intensivierung des Lichtstimulus bis auf das 20.000-fache wird von einer wenigstens teilweise funktionstüchtigen Retina noch ein ableitbares ERG erzeugt (Fuller, 1975). Bleibt eine Potentialschwankung auch dann noch aus, kann dieser Effekt nicht mehr auf eine Glaskörpertrübung zurückzuführen sein. Ausnahmen von dieser Regel sind extrem selten (Mandelbaum, 1982).

Bei der Interpretation des ERG muß berücksichtigt werden, daß seine Komponenten von verschiedenen Faktoren abhängen:

Adaptationszustand des Auges (Schmidt/Straub,1976, Thomas 1979, Foerster 1977, Denden 1978),

Form, Dauer und Intensität des Stimulus (Toth, 1981, Thomas 1979, Poppele und Maffei, 1967),

Durchlässigkeit des Glaskörpers und Frequenz des Stimulus (v. Lith, 1981),

Art der Umfeldbeleuchtung (Cone, 1964, v. Lith, 1981)

sowie Alter und Geschlecht des Patienten (Peterson,1968).

Die Befundung des ERG ist dabei noch Gegenstand der Diskussion (v. Lith, 1981), ebenso sind die anatomisch-physiologischen Korrelate des ERG noch nicht vollständig identifiziert (Brown, 1968, Tomita 1981, Valeton 1982).

Die Frage nach der Aussagekraft des ERG für die Netzhautfunktion nach Vitrektomie und Ersatz des Glaskörpers durch Silikon wurde von mehreren Autoren untersucht, wobei sich jedoch keine einheitlichen Ergebnisse ableiten ließen. Mukai et al. (1972) beobachteten eine geringe Abnahme der Amplitude der b-Welle bei Affen nach Silikoninjektion in den Glaskörper. Armaly (1962) konnte keine Änderung des ERG am Kaninchenauge nach Silikonbehandlung finden, während Leaver et al. (1979) über eine Abnahme der Amplitude bei silikonbehandelten Patienten berichteten.

Klinisch entsteht der Eindruck, daß die Reduktion des ERG wesentlich von der Menge des intraokularen Silikonöls abhängt (Machemer,1984).

Die andere, wissenschaftlich ergänzende Möglichkeit, das Verhalten des ERG zu untersuchen, besteht darin, ein theoretisches Modell zu erstellen, das es gestattet, den Verlauf des ERG und seiner komponenten aus einzelnen Messungen oder Annahmen über die elektrischen Eigenschaften des Auges zu bestimmen (Bures et al, 1967).
Troelstra und Schweitzer (1968) beschrieben die b-Welle zeitabhängig als Funktion des Adaptationszustandes und der Stimulus-Intensität, in dem sie von gemittelten Ergebnissen mehrerer ERG-Ableitungen ausgingen und das Verhalten der b-Welle auf diese Parameter zurückführten. Sie konnten damit gute Übereinstimmung von berechneten und gemessenen b-Wellen für andere Formen des Stimulus erzielen.
Devoe (1963) gab einem linearen Zusammenhang zwischen Stimulus-Amplituden und b-Wellen-Amplituden für einen begrenzten Bereich der Stimulus-Amplitude am Auge von Lycosa baltimoriana an.
Pienter (1966) zeigte, daß auch das Auge von Limulus ommatidium im helladaptierten Zustand lineare Amplitudenzuwächse für kleine Stimulusänderungen aufweist. Auch Poppele und Maffei (1967) fanden eine lineare Funktion, die für das ERG der Katze die Berechnung der Amplitude aus der Intensität des Stimulus gestattet, wenn sich die Stimulusintensität nicht zu

sehr von der Hintergrundbeleuchtung unterscheidet.
Das visuelle System des Menschen ist jedoch selbst für kleine Signale nicht linear (Pienter, 1966).
Thomas und Welch (1979) errechneten für das Kaninchenauge aus einem ERG im dunkeladaptierten Zustand eine Funktion, die bei konstantem Stimulus den ERG-Verlauf in verschiedenen Adaptions-Zuständen lieferte. Hier stimmten die berechneten Werte solange gut mit den gemessenen überein, wie die Stimulus-Dauer größer war als die Länge der b-Welle.
Koblasz (1978) zeigte mit einer sehr aufwendigen Methode unter Verwendung von Wiener-Kernen (Wiener, 1958), daß Nichtlinearitäten 2. Ordnung einen starken Einfluß auf das menschliche ERG haben. Er verwendete als Stimulus weißes Rauschen und beschrieb das über mehrere Beobachtungen gemittelte ERG durch Wiener-Kerne erster und zweiter Ordnung. Bei guter Übereinstimmung seiner berechneten und einer weiteren gemessenen Kurve zeigte sich hier ein wesentlicher Einfluß der Kerne zweiter Ordnung.

Alle diese Modelle vernachlässigen die geometrische und elektrische Struktur des Auges insofern, als sie die elektrische Antwort der Retina auf Lichtreize vorhersagen, wenn diese Antwort vom gleichen Auge erzeugt wird, das die Basisdaten geliefert hat.

Einen anderen Weg beschreitet Doslak (1980/1981), der das elektrische Feld im Auge berechnet und seine Änderung bei Variation der Leitfähigkeit der Strukturen des Auges untersucht.
Seine Idee war, ein Modell des Auges zu diskretisieren und in jedem Punkt, der keine Quelle darstellt, die Laplace-Gleichung durch Differenzendarstellung zu approximieren. Für die Berechnung des Feldes in Punkten, die Quellen sind, d. h. für die Darstellung der Retina, ging er davon aus, daß die Netzhaut bioelektrisch als eine Schicht von Dipolen mit konstantem Moment aufgefaßt werden kann (Rodieck, Ford, 1969, Arden, Brown 1965, Faber, D. S., 1969).
Mit seinem Modell konnte er befriedigende Übereinstimmung mit experimentellen Werten erzielen, wenn die Leitfähigkeiten, die

Stimulusfrequenz und die die Dipolschicht charakterisierenden Größen Widerstand und Kapazität geeignet gewählt wurden.

Dieser Ansatz der Diskretisierung des Gebietes "Auge" mit der Lösung der Laplace-Gleichung zur Darstellung des Feldes und speziell der Potentiale auf der Cornea-Oberfläche ist der geeignetste, den Einfluß von geometrischen und elektrischen Veränderungen im Auge zu untersuchen.

2. Fragestellung

Bei der Interpretation des ERG nach Silikoninstillation muß man neben den genannten Einflußgrößen beachten, daß einerseits die Vitrektomie selbst das ERG verändert und andererseits die Menge des installierten Silikons Einfluß auf die Änderung des ERG hat. So ist z. B. zu erwarten, daß mit zunehmender Größe des eingebrachten Silikontropfens bei gleicher retinaler Aktivität die Amplitude des ERG immer mehr abnimmt.
Um hier eine Aussage über die Beeinträchtigung retinaler Funktionen machen zu können, muß also einerseits bekannt sein, wieviel Silikon tatsächlich in den Glaskörper eingebracht wurde und andererseits, welche Veränderungen des ERG bei gegebener Silikontropfengröße auf das geänderte elektrische Verhalten der leitenden Strukturen zurückzuführen sind.

Intraoperative oder klinische Schätzungen der injizierten Silikonmenge sind sehr ungenau und außerdem weitgehend vom Untersucher abhängig. Auch computertomographische oder Ultraschalluntersuchungen erlauben keine zuverlässigen Aussagen. Erst seit kurzem ist durch die Kernspintomographie eine Möglichkeit gegeben, genaue Messungen zu erhalten (Wollensak und Seiler, 1983, Seiler et al. 1983, 1984).
Bild 1 und 2 zeigen kernspintomographische Darstellungen des menschlichen Auges.
Der Einfluß der Vitrektomie selbst auf das ERG ist bekannt (Tavakolian , Seiler 1983), auch eventuell intraoperativ gesetzte Schäden verändern das ERG (Moorhead 1979, Negi 1981).

Die Veränderung des elektrischen Feldes im Auge in Abhängigkeit von der eingebrachten Silikonmenge wurde von Faber (1984) in einem Modell untersucht, wobei geometrische Fragestellungen im Vordergrund standen.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Frage, wie Silikontropfen verschiedener Größe das elektrische Feld im Auge und speziell die corneale Ableitung beeinflussen. Dazu wird ein mathematisches Modell erstellt, das es gestattet, für

gegebene Potentialverteilungen auf der Retina unter vereinfachenden Annahmen über die geometrische Gestalt und das elektrische Verhalten der Struktur "Auge" das Feld und insbesondere die corneale Ableitung zu berechnen.

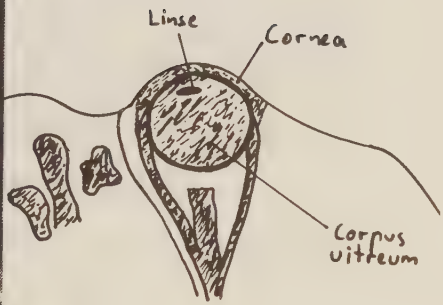
Da aus der Literatur keine Angaben über die Potentialverteilung auf der Retina in verschiedenen Adaptationszuständen des Auges bekannt sind, werden für diese Randbedingungen physiologisch sinnvolle Annahmen gemacht.

Unter diesen Voraussetzungen wird das Potentialfeld im Auge unter zwei Fragestellungen untersucht:

(i) Wie wirken sich bei gegebener Potentialverteilung auf der Retina Silikontropfen verschiedener Größe auf das Feld bzw. die corneale Ableitung aus?

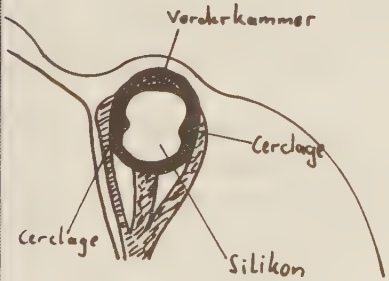
(ii) Welchen Einfluß haben verschiedene Potentialverteilungen auf der Retina auf die silikonbedingte Änderung des Feldes, d.h., wie wirkt sich ein Silikontropfen gegebener Größe auf die ERG-Ableitung in verschiedenen Adaptationszuständen aus?

Abb. 1.



Kernspintomographische Aufnahme des menschlichen Auges

Abb. 2.



Kernspintomographische Aufnahme eines Auges mit installiertem Silikontropfen

3. Die Theorie

Die grundlegenden Gleichungen zur Beschreibung eines Potentialfeldes $\phi(F)$ (Bezeichnung siehe Anhang) innerhalb eines leitenden Körpers, der Stromquellen enthält, leiten sich aus der Helmholtzschen Theorie der elektromotorischen Oberflächen ab (zit. nach Lorente de No, 1947).
An Punkten, die Stromquellen darstellen, gilt

$$\Delta \phi(F) = -4\pi/6 * \mathrm{div}\, i$$

An der Grenze zwischen leitender Substanz und Isolator gilt zusätzlich

$$\frac{\partial \phi}{\partial n} = 0$$

Dabei ist zu beachten, daß der Spezialfall $\Delta \phi(F) = 0$ für Punkte, die keine Stromquellen darstellen, in der ersten Gleichung enthalten ist, da dort $\mathrm{div}\, i = 0$

Zur Beschreibung des Potentialfeldes ist also die Kenntnis des von den Stromquellen erzeugten Stromes notwendig sowie die Lösung der Laplace-Gleichung $\Delta \phi = 0$ im restlichen Gebiet unter Beachtung der Forderung, daß die Normalenableitung an den Grenzen Leiter/Nichtleiter verschwindet.

Da geschlossene Lösungen der Laplace-Gleichung nur in speziellen Fällen möglich sind (Phillipow 1968), muß ein numerischer Ansatz zur Berechnung des Feldes auf Diskretisierungsmethoden zurückgreifen.

Eine der potentesten Methoden, Probleme der vorliegenden Art numerisch anzugehen, ist die Methode der finiten Elemente.

Erstmalig von Turner et al. (1956, zit. nach Zienkiewicz, 1975) für die Berechnung technischer Tragwerke eingeführt, hat sich diese Methode für die Lösung einer ganzen Reihe technischer Probleme als geeignet erwiesen.

So finden sich Anwendungen bei der Berechnung von Schwingungsverhalten, Kraftverteilung in Werkstücken, elektrischen Feldern mit und ohne Randbedingungen, Festigkeitsverhalten von Tragflächen und Bauwerken, Sickerströmungen in porösen Medien und Wärmeverteilungen in dämmenden Materialien (Schwarz, 1980, Zienkiewicz, 1975, Mahn, 1976, Ergatoudis et al, 1968).
Eine Übersicht über die ersten zwanzig Jahre der Entwicklung dieser Methode geben Norrie und deVries (1976).

Eine genauere Beschreibung der Methode einschließlich der Grundlagen der numerischen Behandlung des Problems, die sich an die Darstellung von Schwarz (1980) anlehnt, findet sich im Anhang, während sie im folgenden nur kurz skizziert sein soll.

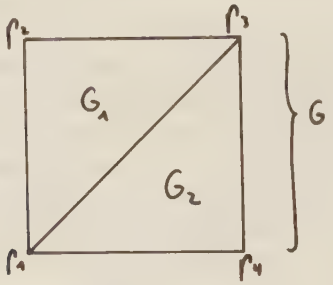
Betrachtet man ein Grundgebiet G der Ebene und legt auf einem Teil des Randes von G die Funktionswerte fest, so läßt sich mit Hilfe der Variationsrechnung zeigen, daß unter bestimmten Bedingungen diejenige Funktion u, die den Ausdruck

$$I(u)=\iint_G (u_x^2+u_y^2)\,dx\,dy$$

minimiert, auch die Differentialgleichung $\Delta u=0$ löst mit der Eigenschaft, daß die Normalenableitung in den nicht vorgegebenen Randpunkten verschwindet.
Der Integralausdruck wird jetzt in folgender Weise approximiert: man teilt das Gebiet in mehrere Untergebiete auf, betrachtet die Funktionswerte von u nur in den Eckpunkten dieser Untergebiete und approximiert den Verlauf von u in diesen einzelnen Elementen durch eine Linearkombination aus Funktionen, die jeweils in einem Eckpunkt den Wert Eins annehmen und sonst verschwinden.

Als Beispiel betrachte man Abb. 3

Abb. 3



Aufteilung eines quadratischen Grundgebietes G in zwei Dreiecksgebiete G_1 und G_2

Hier hat man das Gebiet G in zwei Elemente G_1 und G_2 mit jeweils drei Eckpunkten aufgeteilt. Im Element G_1 z.B. wird u jetzt geschrieben als $u = u_1 N_1(x,y) + u_2 N_2(x,y) + u_3 N_3(x,y)$, wobei u_i die Funktionswerte im Punkt i darstellen und $N_i(x,y)$ jeweils im Punkt i gleich Eins und in den anderen beiden Punkten gleich Null sind.
Die Wahl dieser sogenannten Formfunktionen $N_i(x,y)$ hängt von der Aufteilung des Gebietes und dem gestellten Problem ab. Zur Verwendung kommen lineare und quadratische Ansätze, jedoch können auch Polynome höheren Grades der Fragestellung angemessen sein (Zienkiewicz, 1975).

Stellt man nun den Verlauf von u im Gesamtgebiet G als Summe dieser Approximationen dar, so nimmt das Funktional I(u) die Gestalt

$$I(u) = \sum_{k=1}^{n} u_k N_k(x,y)$$

an, wobei u der Vektor der Funktionswerte in den einzelnen Eckpunkten ist.

Die Forderung nach Minimalität dieses Ausdrucks führt auf eine Gleichung Su + d = 0, d.h., das Problem ist zurückgeführt auf ein lineares Gleichungssystem der Ordnung n, wobei n die Anzahl der Eckpunkte ist.

4. Das Modell

4. 1. Annahmen und Vereinfachungen

Das elektrische Feld, das in der Retina als Antwort auf einen Lichtstimulus gebildet wird, breitet sich im umliegenden Gewebe aus, führt zu Ionenströmen und kann daher mittels Elektrodenableitung gemessen werden (Bures et al, 1967).

Für diese Ionenströme sind die verschiedenen Leitfähigkeiten der Strukturen im Bulbus selber sowie der den Bulbus umgebenden Gewebe von Bedeutung.

Will man das elektrische Feld numerisch darstellen, ergibt sich als erstes die Frage, ob das Feld im Dreidimensionalen berechnet werden soll.

Diese Darstellung wäre die eleganteste und würde die exaktesten Werte liefern. Wegen des beschränkten Speicherplatzes und dem überproportionalen Mehraufwand an Rechenzeit, der beim Übergang vom zwei- auf den dreidimensionalen Fall notwendig wird, ist aber eine Einschränkung auf zwei Dimensionen erforderlich. Diese Einschränkung ist natürlich nur möglich, wenn die zugrundeliegenden Strukturen wenigstens annähernd achsensymmetrisch sind.
Als erste Vereinfachung wird das Auge bzw. das mit einem zentrisch im Bulbus sitzenden Silikontropfen gefüllte Auge als achsensymmetrisch angesehen. Nach Doslak (1981) reduziert sich die Darstellung des dreidimensionalen Feldes dann auf die des zweidimensionalen.

Wie Krakau (1958) experimentell nachwies, ist das retrobulbäre Potential gegenüber dem cornealen verschwindend gering, so daß als zweite Vereinfachung das Gewebe außerhalb des Bulbus als Isolator angesehen wird.

Doslak (1980) berechnete in einem Modell diejenigen Änderungen des Feldes, die sich in wechselnden Leitfähigkeiten von Glaskörper, Linse und Cornea ergaben. Er zeigte, daß Variationen der Leitfähigkeiten von Linse und Cornea um den Faktor vier bzw. dreißig eine maximale Potentialänderung von 2% nach sich ziehen.

Deshalb wird als dritte Vereinfachung die Leitfähigkeit innerhalb des Auges als konstant angesehen.

Wie unter 2. beschrieben, kommt es bei der vorliegenden Fragestellung nicht darauf an, welche Potentialverteilungen auf der Retina welche cornealen Ableitungen erzeugen, sondern wie sich bei gegebenen Potentialverteilungen die cornealen Ableitungen in Abhängigkeit von der Menge des eingebrachten Silikons verändern. Deshalb ist es ausreichend, die Potentialverteilung in Prozentwerten zu beschreiben, d.h., an der Stelle des größten Potentials den Wert zu 100% zu setzen und entsprechend den Annahmen über die Verteilung des Potentials auf der Retina die Werte zwischen 0% und 100% festzusetzen.

Für die Verteilung des Potentials auf der Retina wurden folgende vier Fälle gewählt:

1. Rand (lineare Abnahme):
Im Bereich des hinteren Pols beträgt das Potential 100%, um zu den orae serratae hin linear auf 50% abzufallen. Diese Werte wurden nach den Werten des experimentellen Modelles von Faber (1984) festgelegt.

2. Rand (Ganzfeld, van Norren):
Im Bereich zwischem hinterem Pol und fovea centralis und entsprechendem Anteil der temporalwärts gelegenen Retina wird das Potential zu 100% gesetzt, um linear nach nasal auf 30% und nach temporal auf 20% abzusinken.

Diese Werte orientieren sich an Österberg (1935), der für die Dichte der Summe aus Zapfen und Stäbchen die-

se Prozentwerte erhielt, d. h., diese Festlegung entspräche der Annahme von van Norren (1982), daß das Potential auf der Retina proportional der Summe der erregten Zapfen und Stäbchen wäre.

3.Rand (physiologische Ausleuchtung):
In diesem Modell soll der Fall simuliert werden, daß die Intensität des einfallenden Lichtes über der gesamten Retina nicht konstant ist, wie es z.B. bei Nichtganzfeldstimulierung der Fall ist.
Als eine einfache Möglichkeit bietet sich hier an, die Intensität des auf die Retina treffenden Lichtes auch linear zur ora serrata hin abnehmen zu lassen, d. h., die Summe der erregten Zapfen und Stäbchen nimmt von der fovea zu den orae serratae hin quadratisch ab.

Somit ergibt sich in diesem Fall folgende Festsetzung der Randbedingung:
im oben beschriebenen Bereich um die fovea wird das Potential zu 100% gesetzt und fällt nach nasal auf 9%, nach temporal auf 4% quadratisch ab.

4.Rand (Helladaptation):
Der oben beschriebene Bereich um die fovea centralis wird mit 100% repräsentiert, der restliche Rand mit 10%.
Diese Prozentwerte sind festgelegt nach Österberg (1935), der diese Größenverhältnisse für die Zapfendichte angab.

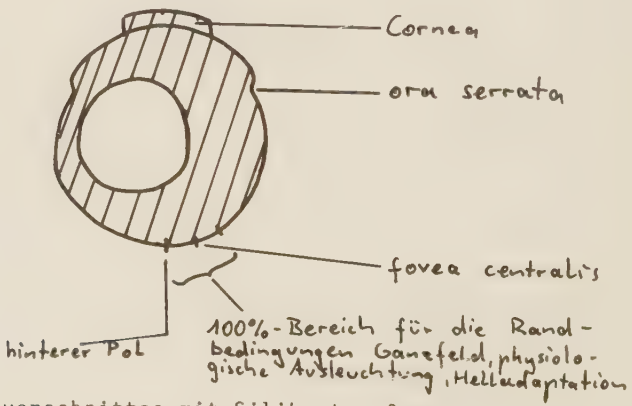
Tab. 1: verwendete Randbedingungen

Rand	ora serrata nasal	fovea	ora serrata temporal	Verlauf
Lineare Abnahme	50	100	50	linear
Ganzfeld	30	100	20	linear
physiologische Ausleuchtung	9	100	4	quadratisch
Helladaptation	10	100	10	konstant=10 nur um fovea=100

Die verschieden großen Silikonmassen werden durch kreisförmige Gebiete, deren Leitfähigkeit Null ist, dargestellt. Die Scheiben haben einen Durchmesser von 42%, 48%, 59%, 70% und 80% des Augenmodells bzw. eine Fläche von ca. 18%, 24%, 35%, 49% und 64% der Fläche des Modells.

Abb. 4 zeigt schematisiert das Modell des Augenquerschnittes, in Tab. 1 sind die Randbedingungen zusammengefaßt und Tab. 2 zeigt die verwendeten Tropfengrößen.

Abb. 4



Modell des Augenquerschnittes mit Silikontropfen

Tab 2: verwendete Tropfengrößen

Durchmesser	Tropfendurchmesser in % des Modelldurchmessers	Tropfenfläche in % der Modellfläche
42mm	42%	18%
48mm	48%	23%
59mm	59%	35%
70mm	70%	49%
80mm	80%	64%

Für die Festlegung dieser Werte wird der Durchmesser des Silikontropfens in Prozent des Querdurchmessers des Augenmodells bestimmt und der Flächenanteil durch Quadrierung dieses Wertes erhalten.

Da der in den Glaskörper eingebrachte Silikontropfen wegen der geringeren Dichte des Silikons nicht zentrisch im Glaskörper sitzt (Seiler 1984), wird die Isolatorscheibe im Modell an den Rand des Augenquerschnittes gesetzt. Bei nichtzentrischer Lage des Isolators sowie nicht symmetrischer Potentialverteilung auf der Retina trifft die Annahme der Achsensymmetrie nicht mehr zu, so daß auch der Einfluß der verschiedenen Lagen des Isolators untersucht werden muß.

Mit den genannten Vereinfachungen wird also das Problem betrachtet, die Laplace-Gleichung im in Abb. 4 schraffiert gezeichneten Gebiet zu lösen unter den o.g. Randbedingungen ("Retina-Zuständen") und der Bedingung, daß die Normalenableitung auf dem Teil des Randes verschwinden soll, auf dem keine Randbedingungen vorgegeben sind, z.B. dem Teil, der die Grenze zum Silikon darstellt.
Wie bereits beschrieben, kommt von den verschiedenen Anteilen des ERG der Amplitude der b-Welle die größte diagnostische Bedeutung zu (Blinowska et al.,1978). Das ERG ist zwar ein zeitabhängiges Signal, jedoch kann man den Verlauf des Signals als einen quasi-stationären Prozeß auffassen (Doslak, 1980) und den Zeitpunkt des b-Wellen-peaks betrachten.

Das bedeutet für die vorgestellte Methode, daß das gesamte Feld als Feld von b-Wellen-Amplituden verstanden wird.

4.2. Durchführung der Berechnungen

Als Grundriß diente ein schematischer Horizontalschnitt durch das rechte Auge (Bertolini/Leutert, Bd. 3, S. 307).
Bei der Diskretisierung des Gebietes wurde wegen der zu erwartenden Inhomogenitäten im Bereich der ora serrata an dieser Stelle eine feinere Aufteilung als im restlichen Gebiet gewählt. Die Koordinaten wurden über ein Digitalisiertablett mit einer Feldgröße von 105 X 105 mm und einer Aufteilung in280 X 280 Punkten bestimmt. Als Rechner wurde ein Atari 800 mit angeschlossenem Diskettenlaufwerk verwendet.
Um die schwache Besetzung der Matrix S in Bezug auf den Speicherplatz auszunutzen, wurden in einer Matrix nur die von Null verschiedenen Elemente und in einer zweiten Matrix die zugehörigen Indizes gespeichert.
Die Zahl der Knotenpunkte war mit diesen Vereinbarungen durch den zur Verfügung stehenden Speicherplatz auf neunzig beschränkt (Genauigkeitsbetrachtungen siehe 5.3.)

Für jede der unter 4.1. genannten Randbedingungen (="Retinazustände") wurde mit Hilfe der "sukzessiven Überrelaxation" (siehe Anhang) die Potentialverteilung im "Normalauge" sowie im Fall der fünf verschieden großen Silikontropfen berechnet. Mehrere Proberechnungen ergaben einen optimalen Relaxationsfaktor von etwa 1.6 für alle sechs Fälle. Die Rechnungen selbst wurden mit w = 1.6 durchgeführt, als Abbruchkriterium galt das Unterschreiten von 10^{-3} des Differenzvektors in der Maximumnorm. Der Anfangsvektor war in allen Fällen v^0 = (50, 50,..., 50). Der Rechner benötigte pro Relaxationsschritt bei n zwischen 80 und 90 ca. 40 sec., die Anzahl der Iterationen schwankte zwischen 70 und 193 (Tabelle 3).

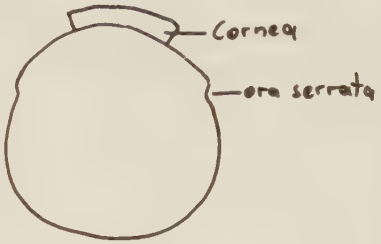
Tab. 3: Anzahl der Iterationen bis zum Erreichen des Abbruchkriteriums

	Linearer Rand	Ganzfeld	physiologische Ausleuchtung	Helladaptation
"Normal-auge"	87	70	79	83
Tropfen-größe 1	96	85	101	105
Tropfen-größe 2	107	102	118	120
Tropfen-größe 3	120	125	143	147
Tropfen-größe 4	139	145	147	149
Tropfen-größe 5	161	178	193	193

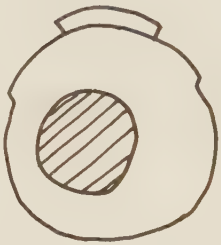
4.3. Beispiel

Zusammenfassend soll an einem Beispiel der vollständige Ablauf eines Rechenganges dargestellt werden:

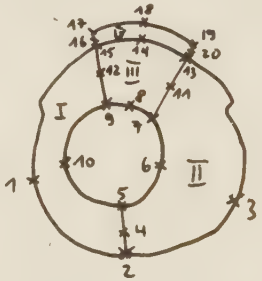
1) Wahl des Grundgebietes



2) Festlegen der Tropfengröße



3) Diskretisierung des Grundgebietes (hier: 4 Gebiete und 20 Knotenpunkte, im Modell 16-20 Grundgebiete und 80-90 Knotenpunkte.



4) Festlegung der Randbedingung; hier: lineare Abnahme, Punkt 2 = hinterer Pol = 100, Punkt 1 und 3: lineare Abnahme auf 50 an der ora serrata liefert den Wert 75 für die Punkte 1 und 3, wenn sie den Bogen zwischen hinterem Pol und ora serrata halbieren.
5) Digitalisieren
6) Für jedes der vier Gebiete die Elementmatrix berechnen und zur Gesamtmatrix S addieren (s. Anhang).
7) Randbedingung in das Gleichungssystem einbringen (s. An-

hang).

8) Su + d = 0 lösen.

9) Ausgabe des Lösungsvektors u.

5. Ergebnisse

5.1. Ergebnisse mit randständigen Tropfen

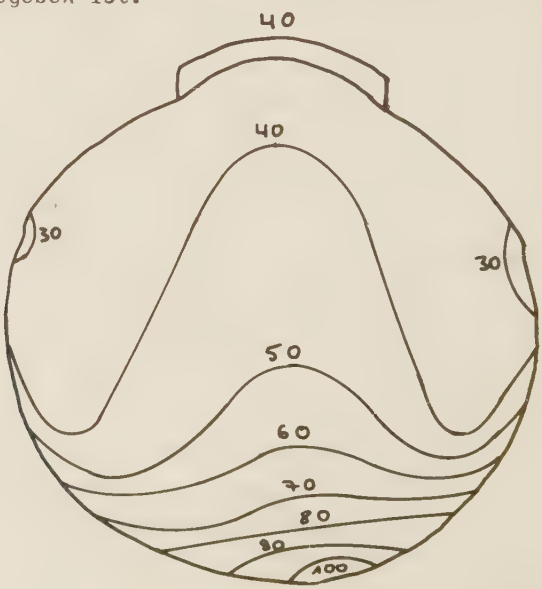
Wie in 4.2. beschrieben, wurde zunächst der Potentialverlauf im "Normalauge" (ohne Isolator) für alle vier Randbedingungen ("Retina-Zustände") berechnet.

Für die in Tabelle 2 genannten Tropfengrößen wurden bei randständiger Lage der Tropfen dann für die Randbedingungen nach Tab. 1 die Potentialverteilungen berechnet.

Neben den Werten, die das Potential auf der Cornea annahm, waren auch die Feldverteilungen interessant. Abbildungen 2, 3 und 4 zeigen die Äquipotentiallinien für den zweiten Rand im Falle des "Normalauges" und für die Tropfengrößen 48 und 70 mm.

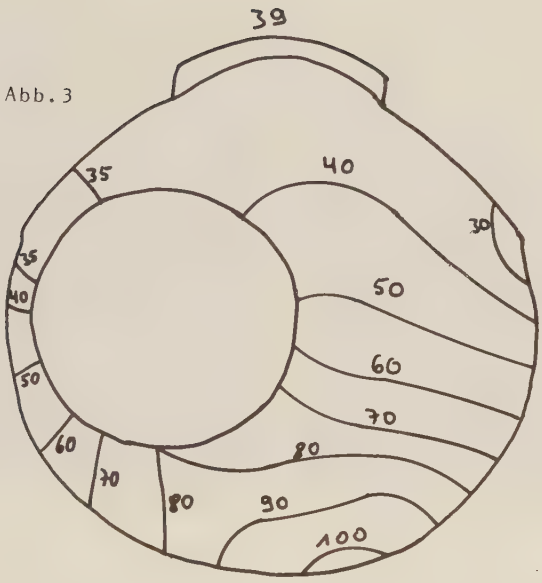
Diese Linien wurden nach den errechneten Werten in den Knotenpunkten eingezeichnet und zeigen den Feldverlauf in einem Schnitt durch das "Normalauge" bzw. durch ein mit verschieden großen Silikontropfen gefülltes Auge, wenn auf dem Teil des Randes, der der angeschnittenen "Retina" entspricht, die Randbedingung "Ganzfeld" aus Tab. 1 vorgegeben ist.

Abb. 2



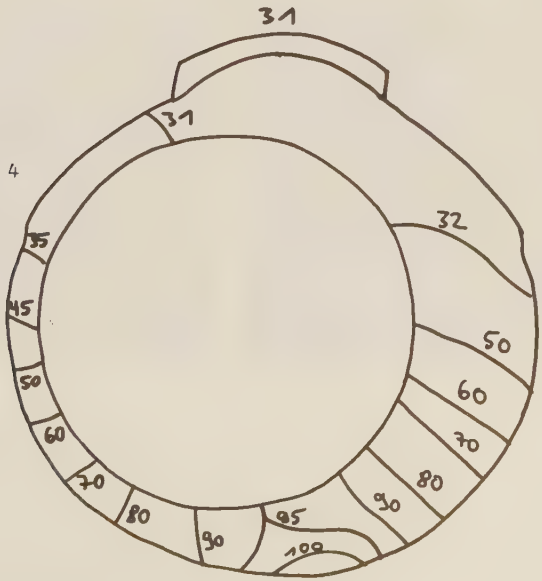
Isopotentiallinien im "Normalauge", Rand "Ganzfeld"

Abb. 3



Isopotentiallinien für Tropfengröße 48 mm, Rand "Ganzfeld"

Abb. 4



Isopotentiallinien für Tropfengröße 70 mm, Rand "Ganzfeld"

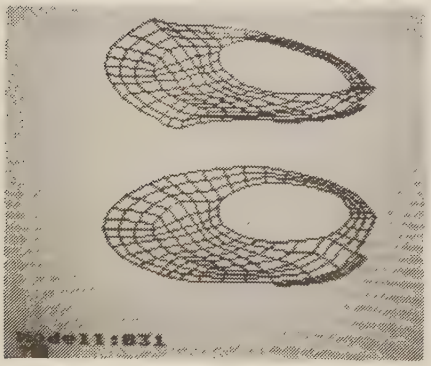
Eine andere Möglichkeit, die Feldverteilung darzustellen, ist es, über dem zweidimensionalen Modell des Schnittes die Potentiale als Höhenlinien aufzutragen. Hier entsprechen also Äquipotentiallinien den Äquihöhenlinien des perspektivisch dargestellten Potentialgebirges.

Abb. 5 zeigt solche Potentialgebirge für die Tropfengröße 48 mm und alle vier Randbedingungen, in Abb. 6 sind sie für die Randbedingung "Helladaptation" aus Tab. 1 und alle Tropfengrößen dargestellt.

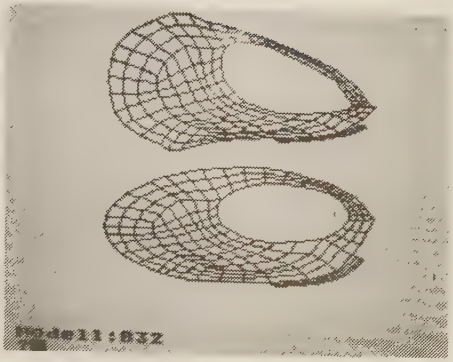
Für diese Form der Darstellung war ein Programm nötig, das das Modell des Augenquerschnittes um 25% aus der Horizontalen gedreht auf die untere Hälfte des Bildschirms plottet und darüber die Potentialverteilung als Gebirge zeichnet.

Die Figuren wurden mit einer Polaroidkamera vom Schirm abfotografiert.

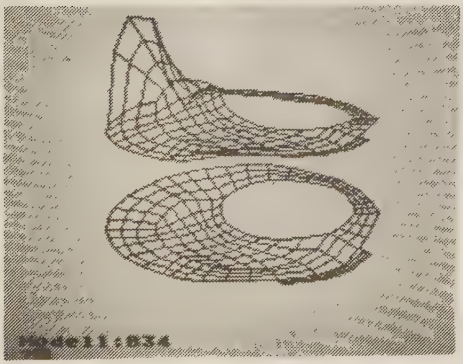
Abb. 5:
Potentialverlauf für Tropfengröße 48 mm



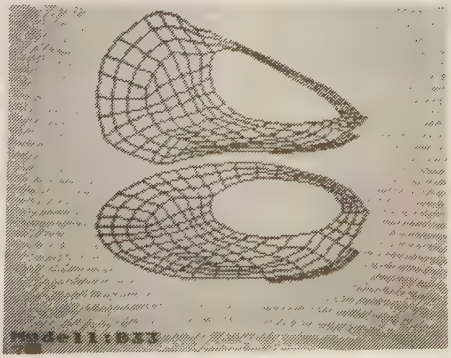
Rand "linearer Abfall"



Rand "Ganzfeld"



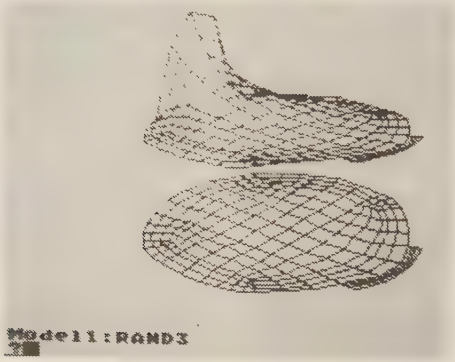
Rand "physiologische Ausleuchtung"



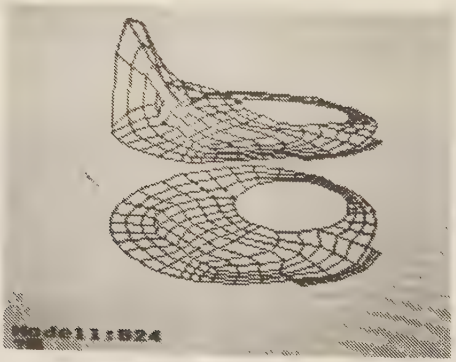
Rand "Helladaptation"

Abb. 6a:
Potentialverlauf für Rand "Helladaptation"

"Normalauge"



Tropfengröße 1



Tropfengröße 2

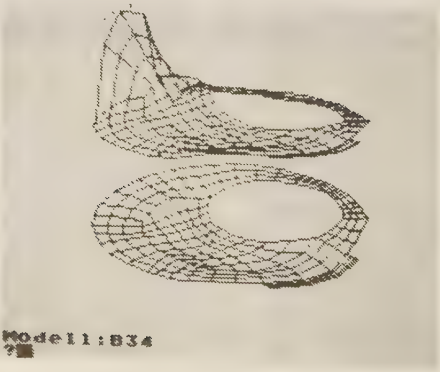
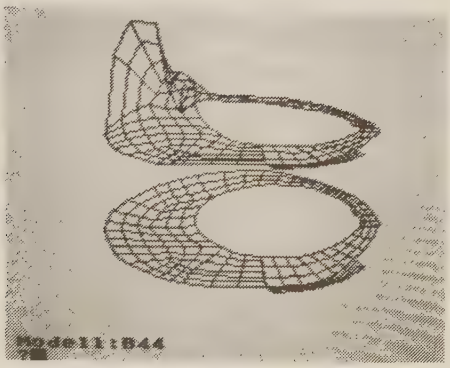
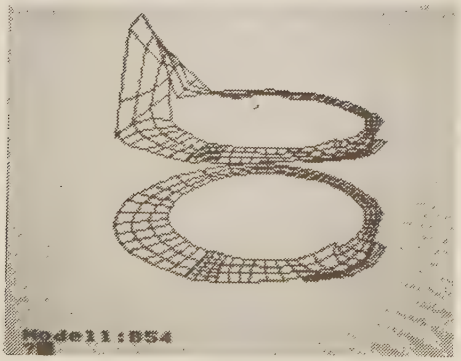


Abb. 6b:
Potentialverlauf für Rand "Helladaptation"

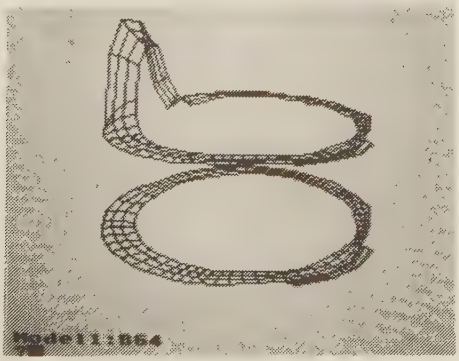
Tropfengröße 3



Tropfengröße 4



Tropfengröße 5



Tab. 4 zeigt die Werte, die sich auf der "Cornea"-Oberfläche ergaben.
Durch die asymmetrische Lage der Tropfen und der Randbedingungen ergaben sich für verschiedene Punkte auf der Corneaoberfläche verschiedene Potentiale an den Rändern und in der Mitte der Cornea, die in der Tabelle in Klammern aufgeführt sind. Die Zahlen vor der Klammer stellen die Mittelwerte der errechneten Größen dar.

Weiter ist zu untersuchen, ob sich für alle Tropfengrößen eine identische Änderung ergibt, wenn man von einer Randbedingung auf eine andere übergeht, d.h., ob sich die silikonbedingte Änderung in verschiedenen Adaptationszuständen unterschiedlich auswirkt.
Das Ergebnis zeigt Tab.5, in der die prozentuale Änderung des Potentials, bezogen auf die jeweilige Ausgangsbedingung, für alle Tropfengrößen aufgeführt ist.

Tab. 4: Potentiale auf der "Cornea"-Oberfläche für Randbedingungen und Tropfengrößen nach Tab. 1

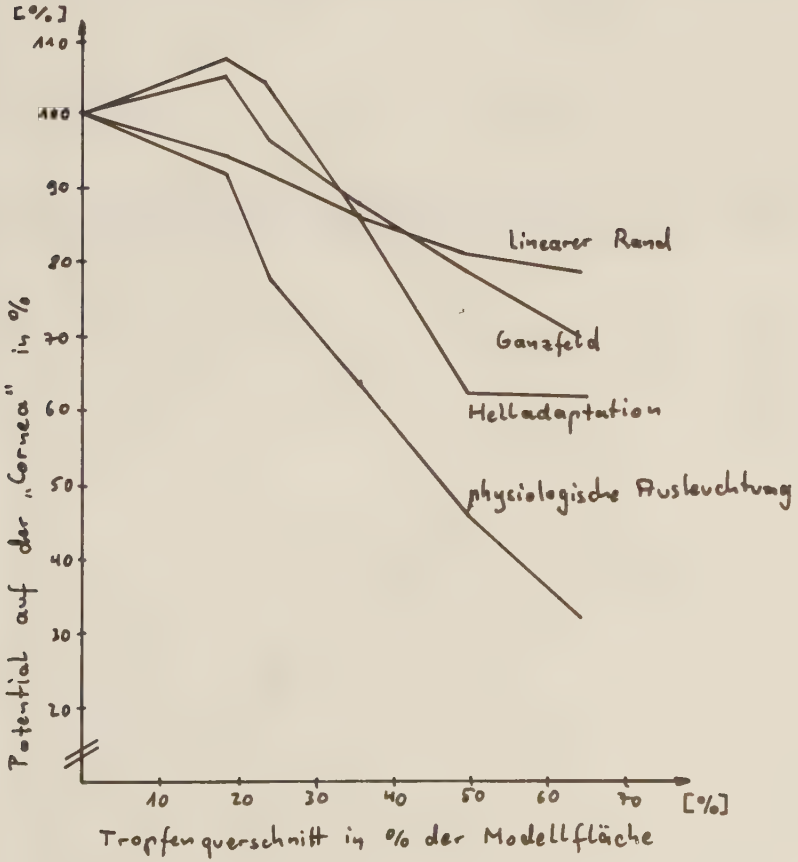
	Lineare Abnahme	Ganzfeld	physiologische Ausleuchtung	Helladaptation
"Normalauge"	66.5	39.6 (39.5-39.8-39.6)	26.3 (26.4-26.6-26.0)	16.6 (17.0-16.4-16.3)
Tropfen-größe 1	62.8 (62.1-62.8-63.4)	41.6 (41.2-41.9-41.6)	24.1 (23.5-24.5-24.4)	17.8 (17.4-17.9-17.8)
Tropfen-größe 2	61.4 (60.6-61.6-62.1)	38.7 (38.3-38.9-38.9)	20.6 (19.9-20.8-21.1)	17.3 (16.8-17.4-17.6)
Tropfen-größe 3	57.0 (56.4-57.0-57.7)	35.0 (34.5-34.9-35.5)	16.9 (16.5-17.0-17.3)	14.7 (14.2-14.7-15.1)
Tropfen-größe 4	53.6 (53.2-53.6-53.9)	31.2 (31.1-31.2-31.2)	12.2 (11.9-12.2-12.5)	10.3 (10.3-10.3-10.4)
Tropfen-größe 5	52.2 (52.0-52.2-52.4)	27.8 (28.2-27.9-27.4)	8.6 (8.7-8.6-8.5)	10.2 (10.2-10.2-10.2)

Tab. 5: relative Änderung des "Cornea"-Potentials bei Änderung der Randbedingungen

Übergang von	zu	Änderung auf % des Ausgangswertes "Normalauge"	Tropfengröße 1	2	3	4	5
Linearer Rand	Ganzfeld	59	66	63	61	58	53
Linearer Rand	physiologische Ausleuchtung	40	38	34	30	23	16
Linearer Rand	Helladaptation	25	28	28	26	19	20
Ganzfeld	physiologische Ausleuchtung	66	58	53	48	39	31
Ganzfeld	Helladaptation	42	43	45	42	33	37
physiologische Ausleuchtung	Helladaptation	63	74	84	87	84	119

In Abb. 7 ist die Abhängigkeit des Potentials auf der Cornea nach Tab. 4 vom Verhältnis Tropfengröße/Modellgröße in Prozent dargestellt. Für jeden der vier Ränder wurden die Werte, die sich bei den verschiedenen Tropfengrößen ergaben, auf das Potential im "Normalauge", das für den jeweiligen Rand berechnet wurde, bezogen.

Abb. 7



Abhängigkeit des Potentials auf der Cornea (Mittelwert) vom Verhältnis Tropfengröße/Modellgröße in Prozent des Potentials auf der Cornea des Normalauges

5.2. Einfluß der Lage der Tropfen

Um die Auswirkung einer Verlagerung der Tropfen auf das auf der "Cornea" gemessene Potential zu untersuchen, wurde für die drei mittleren Tropfengrößen und den Rand "Ganzfeld" der Potentialverlauf berechnet, wenn die Tropfen statt am Rand im Zentrum des Modells sitzen.

Tab. 6 zeigt im Vergleich die drei Werte auf der "Cornea" (Ränder und Mitte) und die Mittelwerte daraus für randständige und zentrale Lage der Tropfen.

Tab. 6: Werte auf der Cornea bei verschiedenen Lagen der Tropfen und fester Randbedingungen

Tropfengröße in % der Modellfläche	randständiger Tropfen (in Klammern Mittelwert)	zentraler Tropfen (in Klammern Mittelwer
23%	38.3-38.9-38.9 (38.7)	35.0-33.9-32.7 (33.9)
35%	34.5-34.9-35.5 (35.0)	32.3-31.7-30.8 (31.6)
49%	31.1-31,2-31.2 (31.2)	31.2-30.7-30.0 (30.6)

5.3. Validität, Reliabilität und Genauigkeit

5.3.1. Einfluß des Abbruchkriteriums

Als Abbruchkriterium war festgesetzt, daß die maximale Abnahme nach einer Iteration 0.001 unterschreiten mußte. In allen Berechnungen stellte sich der Quotient der Differenzenvektoren zweier aufeinanderfolgender Iterationen in der Maximumnorm nach ca. 40 Iterationen auf einen Wert ein, der unter 0.98 lag, d.h., daß die maximale Abnahme der (n + 1)-ten Iteration höchstens 98% derjenigen der n-ten Iteration betrug. Hätte man also nach Erreichen des Abbruchkriteriums um N Schritte weiter iteriert, so hätte sich das Ergebnis um höchstens

$$\delta = \sum_{i=1}^{N} 0.001 \cdot (0.98)^i$$

verändert.

Daraus folgt $\delta = 0.001 \times \left\{ \frac{0.98 - 0.98^{N+1}}{1 - 0.98} \right\} \leq 0.001 \cdot 0.98/0.02$

d.h., bei beliebig langer weiterer Iteration hätte sich das Ergebnis in jedem Knotenpunkt um maximal 0.049 bei Absolutwerten zwischen 8.5 und 66.5 (siehe Tabelle 4) geändert. Das entspricht einer maximalen prozentualen Änderung von 0.7%.

5.3.2. Validität

Zur Prüfung der Validität wurden zwei Beispiele, bei denen die exakten Lösungen bekannt sind, durchgerechnet.
Erstes Beispiel:

auf dem inneren Rand der Figur aus Abb. 8 wurden die Werte $\alpha/2$ vorgegeben.
Die Fläche ist so gewählt, daß in jedem Punkt P auf dem äußeren Rand die Richtung der Normalenableitung mit der Verbindung Punkt P - Mittelpunkt zusammenfällt.
In Polarkoordinaten lautet die Laplace-Gleichung

$$r^2 \frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + r \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial^2 u}{\partial \varphi^2} = 0$$

(Philippow, 1968)

Mit der Setzung $u(r,\varphi) = \varphi/2$ gilt dann $\Delta u = 0$. Außerdem ist bei festem φ u von r unabhängig, d.h., daß entlang jedes Radius die Richtungsableitung zu Null wird, also speziell die Normalenableitung in jedem Punkt des äußeren Randes verschwindet.

Damit ist $u(r,\varphi) = \varphi/2$ die Lösung, bzw. in kartesischen Koordinaten $u(x,y) = \frac{1}{2} \arccos(x/(x^2+y^2)^{1/2})$. In allen 83 Knotenpunkten unterschied sich das Ergebnis um maximal 2.1% von den tatsächlichen Werten, die zwischen 5 und 90 lagen.

Zweites Beispiel (Koaxialkabel):

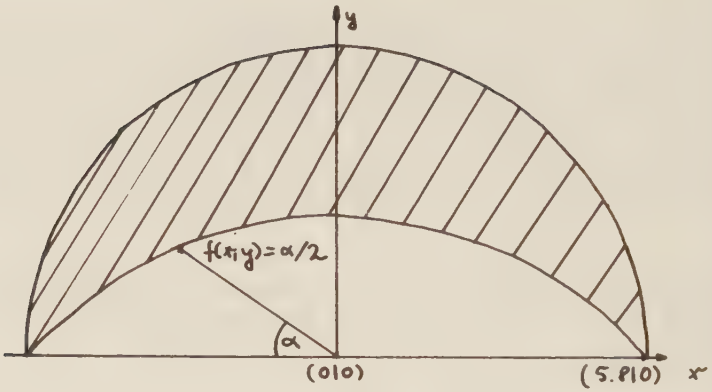
auf dem inneren Rand der Figur nach Abb. 9 wird das Potential 100 vorgegeben, auf dem äußeren Rand der Wert 0.
Da $u(r,\varphi) = \ln r$ die Laplace-Gleichung löst (Greenspan, 1965), folgt ähnlich wie im ersten Beispiel, daß die exakte Lösung

$$u(r,\varphi) = 100 (\ln r - \ln 4.5) / (\ln 2 - \ln 4.5)$$

lautet.

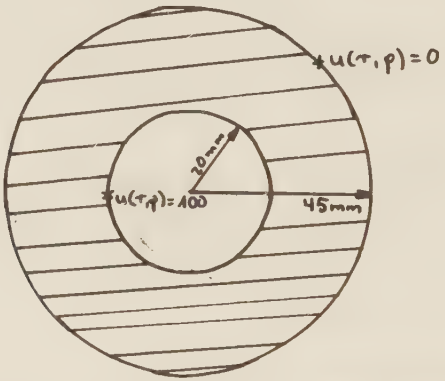
In Abb. 10 ist die Lösung in Form eines Potentialgebirges dargestellt. Bei einer Aufteilung in 64 Punkte lag der prozentuale Fehler in allen Punkten unter 4.6%.

Abb. 8



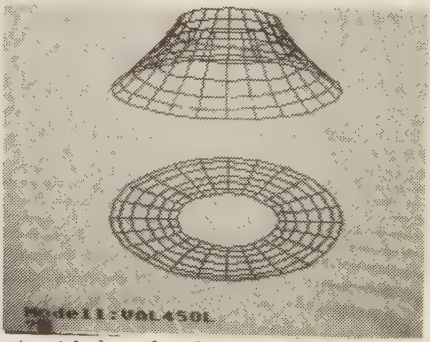
zur Prüfung der Validität, Fall 1

Abb. 9



zur Prüfung der Validität, Fall 2

Abb. 10:



Potentialverlauf im Gebiet nach Abb. 9

5.3.3. Reliabilität

Neben Rundungsfehlern und Ungenauigkeiten bei der Digitalisierung des Modells hat die Art der Aufteilung des Grundgebietes sowie die Anzahl der verwendeten Knotenpunkte Einfluß auf das Ergebnis. Um die Größe dieses Einflusses abzuschätzen, wurde für den Tropfen mit 70 mm Durchmesser und die Randbedingung "physiologische Ausleuchtung" der Potentialverlauf für eine Aufteilung mit 50, 60 und 90 Knotenpunkten sowie eine weitere Aufteilung mit 60 Knotenpunkten, die jedoch vollkommen anders lagen, berechnet.
Tab. 7 zeigt die Potentiale, die sich auf der "Cornea" für diese vier Fälle ergaben.

Tab. 7: "Cornea"-Potential für den Tropfen mit 70 mm Durchmesser und Randbedingung "physiologische Ausleuchtung" für verschiedene Aufteilungen des Grundgebietes.
Werte auf der Cornea, in Klammern Mittelwert

n=50	n=60, 1. Aufteilung	n=60, 2. Aufteilung	n=90
12.5-13.7	12.0-12.6	11.9-12.6	11.9-12.5
(13.1)	(12.3)	(12.3)	(12.2)

Da zur Berechnung der Potentialverteilung in den Modellen, die in 4. beschrieben wurden, die Zahl der verwendeten Knotenpunkte zwischen 83 und 90 lag, kann der Einfluß der genannten Störgrößen absolut durch 0.1 bei Werten zwischen 8.5 und 66.5 abgeschätzt werden. Das entspricht einem prozentualen Fehler von maximal 1.2%.
Der Gesamtfehler innerhalb des Modells liegt damit bei etwa 7%.

6. Diskussion

6.1. Einfluß der Tropfengröße und der Randbedingungen

Die wohl erstaunlichste Aussage dieses Modells ist, daß für bestimmte Randbedingungen das gemessene Potential auf der Cornea-Oberfläche im Falle sehr kleiner Silikontropfen sogar ansteigen kann.

Liegt die Fläche des Tropfenquerschnittes zwischen ca. 20% und 50% der Fläche des gesamten Modells, besteht ein etwa linearer Zusammenhang zwischen Fläche und cornealem Potential.

Bei allen Randbedingungen außer beim Modell "Helladaptation" besteht diese Linearität sogar bis zu einer Tropfengröße von 64% Prozent der Gesamtfläche. Das entspricht einem Verhältnis Ø-Tropfen/Ø-Gesamtmodell von 80%. Es ist anzunehmen, daß bei weiteren Vergrößerungen des Tropfens auch bei diesen Rändern der Effekt auftritt, der sich bei der Randbedingung "Helladaptation" schon bei einer Tropfengröße von ca. 50% zeigt: von einer bestimmten Tropfengröße an fällt das corneale Potential nicht weiter ab, zumindest aber ist die weitere Abnahme nicht mehr linear.

Eine weitere Vergrößerung des Tropfens im Modell scheint jedoch nicht sinnvoll, da dann die Diskretisierungsfehler durch ausgeprägtere Inhomogenitäten des Feldes, besonders im Bereich der ora serrata, zunehmen werden.

Die Art des linearen Zusammenhangs ist dabei von der Randbedingung abhängig. Den flachsten Verlauf zeigt die lineare Randbedingung, die auch auf der "Retina" den flachsten Verlauf hat. Für die auf der "Retina" steiler abnehmende Randbedingung "Ganzfeld" ergibt sich auch eine steilere Abnahme des Cornea-Potentials in Abhängigkeit von der Tropfengröße. Noch steiler ist dieser Zusammenhang für die Randbedingung physiologische Ausleuchtung, bei der der Verlauf auf der "Retina" quadratisch abnimmt. Im Fall der Helladaptation, wo das Feld hauptsächlich um die fovea centralis entsteht, ist die Abnahme des Cornea-

Potentials mit zunehmender Tropfengröße am stärksten und erreicht bereits bei einem Verhältnis Trofen/Modellquerschnitt von ca. 50% einen Wert, der nicht weiter unterschritten wird.

Für die untersuchten Fälle hat sich also ergeben, daß das corneale Potential ab einer Tropfengröße von ca. 20% des Modellquerschnittes linear mit der Zunahme des Verhältnisses Tropfen/Modellquerschnitt bis zu einer Grenze fällt, die nicht wesentlich weiter unterschritten wird. Dabei ist der lineare Zusammenhang umso flacher, je gleichmäßiger die Potentialverteilung auf der "Retina" ist.
Dies erscheint auch anschaulich richtig, da der Anteil der wenig beeinflussten Anteile des Feldes auf der Cornea, die von den peripher gelegenen Retina-Anteilen ausgehen, größer wird.
Betrachtet man die Gestalt des Feldes, wie sie in Abb. 2-4 in Form von Äquipotentiallinien mit der Randbedingung "Ganzfeld" für das Normalauge und zwei Tropfengrößen sowie in den Abb. 5 und 6 in Form von Potentialgebirgen für je eine Tropfengröße und alle vier Randbedingungen dargestellt ist, zeigen sich zwei Effekte.

Einerseits wird mit zunehmender Tropfengröße der Verlauf der Iso-Potentiallinien immer gleichmäßiger, andererseits fällt das Potential unabhängig von der Form des Randes schnell auf einen bestimmten Wert, der dann ohne wesentliche Änderung im vorderen Drittel des Modells bis zur Cornea beibehalten wird.

Um einen Eindruck davon zu bekommen, in welchen Größenordnungen die corneale Ableitung in Abhängigkeit von Veränderung der Randbedingung schwankt, kann man die berechneten Werte bei fester Tropfengröße für die hier untersuchten "Retina"-Zustände vergleichen (Tabelle 4).
Für das Normalauge ergibt sich, daß der minimale Wert 24,9% des maximalen Wertes beträgt, d.h., daß abhängig von der untersuchten Randbedingung Schwankungen um den Faktor 4 vorliegen können.Für den kleinsten Tropfen liegt dieses Verhältnis bei 28,3%, für die anderen Tropfen in aufsteigender Reihenfolge 28,2%,

28,2%, 25,8%, 19,2% und 16,5%. Daraus kann man schließen: mit zunehmender Tropfengröße wird die Art der Randbedingung, also des Zustandes der Retina, immer wichtiger. Im "Normalauge" schwanken die Werte um den Faktor 4, für den zweitgrößten Tropfen etwa um den Faktor 5 und für den größten Tropfen etwa um den Faktor 6.
Für die Beurteilung des ERG nach Silikoninstallation ergibt sich also, daß sich mit zunehmender Tropfengröße Veränderungen im Potentialverlauf auf der Retina immer stärker bemerkbar machen.
Das heißt einerseits, daß im Vergleich ERG-Normalauge gegen ERG nach Silikoninstallation die Veränderung des ERG in verschiedenen Adaptationszuständen unterschiedlich ist, andererseits, daß sich etwaige Schädigungen der Netzhaut mit zunehmender Tropfengröße immer stärker im ERG äußern.

Quantitativ stellt sich die Frage, in welchem Umfang die verschiedenen Adaptationszustände die Größe des ERG bei gegebener Tropfengröße beeinflussen. Tabelle 5 zeigt für die 6 untersuchten Fälle (Normalauge und 5 Tropfengrößen) die prozentuale Änderung bei Wechsel der Randbedingungen.

Betrachtet man insbesondere die Verhältnisse bei Übergang von der Randbedingung "physiologische Ausleuchtung" zur "Helladaptation", hängt die Änderung des ERG im Vergleich "Normalauge" zu ERG nach Silikoninstallation in starkem Maße von der Tropfengröße ab.
Im "Normalauge" sinkt der Wert auf 63% des Ausgangswertes, für den kleinsten untersuchten Tropfen beträgt dieses Verhältnis schon 74%. Faßt man die Randbedingung "physiologische Ausleuchtung" als die plausibelste Darstellung der Dunkeladaptation auf, so bedeutet das eine Abnahme des photopischen gegen das skotopische ERG auf etwa zwei Drittel im "Normalauge", während es nach Installation des kleinsten hier untersuchten Tropfens nur um etwa ein Viertel absinkt.
Für den größten Tropfen ergibt sich sogar eine leichte Zunahme, d.h., daß bei den hier untersuchten Randbedingungen das skoto-

pische ERG bei großem Silikontropfen sogar kleiner sein kann als das photopische.

Praktisch heißt das, daß bei bekannter Größe des eingebrachten Silikontropfens für die Analyse des ERG der Beachtung der Veränderung der Potentiale in verschiedenen Adaptationszuständen eine besondere Bedeutung zukommt.

Dieses Phänomen, daß sich das ERG nach Silikoninjektion nicht gleichmäßig für alle Adaptationszustände ändert, wurde bisher für artefiziell gehalten oder als Kreislaufinsuffizienz gedeutet (Tavakolian, 1984).

Wie schon in der ERG-Diagnostik bekannt ist, hat jedes im ERG erfaßbare Krankheitsbild bestimmte zu seiner Erkennung optimale Formen des Lichtstimulus.

Aus den im Modell gewonnenen Werten kann der Schluß gezogen werden, daß zur Beurteilung des ERG nach Vitrektomie mit Silikoninjektion besonders der Vergleich der unterschiedlichen Änderungen in verschiedenen Adaptationszuständen wichtig ist.

Die Identifizierung derjenigen Formen des Stimulus, die hier die maximale Information liefern, soll der Gegenstand weiterer Untersuchungen sein.

6.2. Vergleich der gewonnenen Werte mit Werten aus der Literatur

Für das Verhätnis der b-Wellen-Amplitude bei photopischem bzw. skotopischem Sehen gibt van Lith (1981) einen Wert von 52% an, wenn der Modus der Verteilung von b-Wellen-Amplituden, gemessen an einer Population von gesunden jungen Erwachsenen zur Berechnung herangezogen wird.

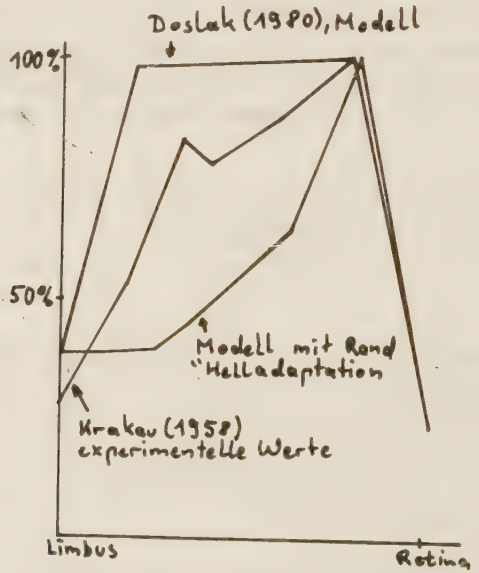
Die Randbedingung "physiologische Ausleuchtung", die die plausibelste Simulation des skotopischen Sehens ist und die Randbedingung "Helladaptation" liefern für das "Normalauge" ein Verhältnis von 63%, d.h., die relative Änderung liegt hier im gleichen

Größenordnungsbereich.

Ein weiterer Effekt, der in den vorliegenden Berechnungen nicht enthalten ist, besteht im Einfluß des intraocularen Silikons auf die Lichtverteilung im Auge.

In Abb. 11 sind die Potentialverläufe im Auge dargestellt, wenn man das Potential auf einem Weg schräg durch das Auge, beginnend kurz hinter dem limbus corneae, aufzeichnet. Es sind aufgeführt die experimentellen Werte von Krakau (1958) für das Kaninchenauge, die von Doslak (1980) mit geeigneten Parametern berechneten Werte und der Verlauf im vorgestellten Modell für die Randbedingung "Helladaptation".
Auf der Abszisse ist die Weglänge von der Cornea bis zur Retina aufgetragen, auf der Ordinate der Potentialverlauf entlang des beschriebenen Weges, bezogen auf den Maximalwert in Prozent.

Abb. 11



Vergleich zweier Modelle und experimenteller Werte
Erläuterungen im Text

7. Zusammenfassung

Dem ERG kommt in der präoperativen Diagnostik und der postoperativen Beurteilung der Retinafunktion nach Vitrektomie mit Silikoninjektion eine große Bedeutung zu.
Unklar ist, welche Veränderungen des ERG nach dieser Operation auf das veränderte elektrische Verhalten durch den Isolator Silikon zurückzuführen sind. Zur Abschätzung dieses Einflusses wird ein mathematisches Modell vorgestellt, das es gestattet, das Feld im Auge unter vereinfachenden Voraussetzungen über die Geometrie des Auges und die elektrischen Eigenschaften der das Auge umgebenden Gewebe zu bestimmen, wenn die Potentialverteilung auf der Retina vorgegeben ist.

Für diese Potentialverteilungen werden, da keine experimentellen Daten vorliegen, Schätzungen getroffen, die sich an physiologischen Eigenschaften der Retina orientieren.
Im Modell nimmt das Potential in einem großen Bereich linear mit der Größe des Silikontropfens ab, bzw. erreicht einen Wert, der sich bei Zunahme bei Größe des Tropfens nicht weiter verändert.

Das Modell ermöglicht es, geometrische Veränderungen des Auges, Änderungen der Leitfähigkeit der einzelnen Teile des Auges sowie verschiedene Adaptationszustände und Stimulationsformen zu untersuchen.

Die Änderung des ERG hängt vom Adaptationszustand ab, d.h., daß sich z.B. das skotopische und das photopische ERG nach Silikoninjektion unterschiedlich verändern. Diese auch klinisch gemachte Beobachtung wurde bisher für artefiziell gehalten.
Mit der Kenntnis der Menge des intraokularen Silikons kann somit jetzt eine Aussage über die Funktionsfähigkeit der Retina getroffen werden.
Tierexperimentelle Verifizierungen dieser Aussage sind Gegenstand gegenwärtiger Untersuchungen an unserer Klinik.

8. ANHANG

Die Methode der finiten Elemente und die numerische Lösung des linearen Gleichungssystems

Die folgende Beschreibung orientiert sich an Schwarz (1980).

Die Methode der finiten Elemente baut auf folgendem zentralen Satz auf:

sei G ein endlich zusammenhängendes Gebiet mit stückweise stetig differenzierbarem Rand C, seien C_1 und C_2 Teilmengen von C mit $C_1 \cap C_2 = \emptyset$ und $C_1 \cup C_2 = C$, seien $K_1(x,y)$, $K_2(x,y)$, $p(x,y)$ und $f(x,y)$ im Gebiet G gegebene Funktionen und $\alpha(s)$ und $\gamma(s)$ gegebene Funktionen der Bogenlänge s auf dem Rand C.

Diejenige Funktion u(x,y), welche den Integralausdruck

$$(1)\quad I(u) = \iint_G \left\{ \tfrac{1}{2}\left(K_1(x,y)u_x^2 + K_2(x,y)u_y^2\right) - \tfrac{1}{2}p(x,y)u^2 + f(x,y)u \right\} dx\,dy + \oint_C \left(\tfrac{1}{2}\alpha(s)u^2 - \gamma(s)u\right) ds$$

stationär macht unter der Bedingung $u = \varphi(s)$ auf C_1,

löst die Randwertaufgabe

$$\frac{\partial}{\partial x}\left(K_1(x,y)\frac{\partial u}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(K_2(x,y)\frac{\partial u}{\partial y}\right) + p(x,y)u = f(x) \quad \text{in } G$$

mit den Randbedingungen $u = \varphi(s)$ auf C_1 und

$$K_1\frac{\partial u}{\partial x}n_x + K_2\frac{\partial u}{\partial y}n_y + \alpha(s)u = \gamma(s)$$

auf C_2, wobei n_x und n_y die Richtungskosinus der äußeren Normalen auf C sind.

Die Allgemeinheit dieses Ansatzes, der sowohl die Poisson'sche Differentialgleichung mit Dirichlet'schen oder Cauchy'schen Randbedingungen, als auch Diffusionsgleichungen und Eigenwertaufgaben in zwei oder drei Dimensionen umfasst (hier wurde der Satz für zwei Dimensionen formuliert), erklärt seine weite Verbreitung in technischen Anwendungen.

Im Fall von zweidimensionalen Feldproblemen wird das Grundgebiet G in bestimmte Figuren wie Dreiecke, Vierecke, Parallelogramme oder krummlinige Dreiecke oder Vierecke aufgeteilt. Die Verwendung von krummlinigen Elementen gestattet es dabei, eine gute Approximation des Grundgebietes zu erreichen. Dabei ist zu beachten, daß Paare von allzu spitzen mit allzu stumpfen Winkeln vermieden werden müssen. Dann wird das gegebene Gebiet G durch die Fläche der approximierenden Elemente ersetzt. In jedem der Elemente wird die gesuchte Funktion u approximiert durch eine Linearkombination aus sogenannten Knotenvariablen und Formfunktionen, wobei der Funktionsverlauf in diesem Element ausgedrückt wird über Funktionswerte und ggfs. Werte von Ableitungen von u in bestimmten, das Element charakterisierenden Punkten, den Knotenpunkten. Die Funktions- bzw. Ableitungswerte in den Knotenpunkten heißen Knotenvariable.
Nimmt man z.B. den zweidimensionalen Fall an, in dem nur Funktionswerte von u als Variable auftreten, erhält für dieses Element mit n Knotenpunkten die Ansatzfunktion $u^{(e)}(x,y)$ die Gestalt $u^{(e)}(x,y) = \sum_{i=1}^{n} u_i^{(e)} N_i^{(e)}(x,y)$

wobei der Index (e) auf die Beschränkung auf ein Element hinweist.
Aus dieser Darstellung erfolgt sofort eine Eigenschaft der Formfunktionen: $N_i^{(e)}(K_j^{(e)}) = \begin{cases} 1 & i=j \\ 0 & i \neq j \end{cases}$

wenn $K_j^{(e)}$ die Knotenpunkte des Elementes sind.
Die Wahl der Formfunktion hängt dabei vom gegebenen Problem ab. Eine Übersicht über einige Möglichkeiten, die Formfunktionen festzulegen, findet sich bei Zienkiewicz (1975). Der Ansatz für

die Gesamtfunktion u über dem ganzen Gebiet setzt sich dann zusammen aus den Werten der Funktion in den Knotenpunkten und denjenigen Formfunktionen, die im jeweiligen Knotenpunkt von 0 verschieden sind, d.h.

$$(2)\quad u(x,y) = \sum_{k=1}^{n} u_k N_k(x,y) \quad ,$$

wobei $N_k(x,y)$ die Vereinigung derjenigen Elementformfunktionen ist, die im Knotenpunkt P_k mit der Variablen U_k den Wert 1 haben. Die Beschränkung auf Ansatzfunktionen, die nur einen lokalen Träger besitzen, stellt ein wesentliches Charakteristikum dieser Methode dar. Setzt man die Darstellung (2) in das Funktional (1) ein, erhält man eine quadratische Funktion in den Knotenvariablen u_k, wobei diese quadratische Funktion als Summe der Beiträge der einzelnen Elemente aufgebaut wird. Damit bleibt die Aufgabe, die entsprechenden Integrale für ein Element als Funktion der beteiligten Knotenvariablen darzustellen. Die anschließende Summation der Elementbeiträge führt dann auf ein Funktional der Form $I(u) = \frac{1}{2} u^T S u + d^T u + c$ mit symmetrischer, in der Regel sogar positiv definiter Matrix S und dem Vektor der Knotenvariablen u. Die Forderung nach Stationärwerden dieses Funktinals führt auf ein lineares Gleichungssystem

$$Su + d = 0.$$

Benutzt man krummlinige Vierecke zur Diskretisierung des Grundgebietes, bietet sich der quadratische Ansatz der Serendipity-Klasse an. Dieser hat den Vorteil, daß die Ansatzfunktion für festes x oder y quadratisch in der anderen Variablen ist und damit auf jeder Seite des Vierecks eine quadratische Funktion der Bodenlänge ist, d.h., daß auf jeder Seite die Funktion durch die Werte in 3 Punkten festgelegt ist. Daraus folgt die Stetigkeit von u bei Übergang von einem Quadrat auf ein anstoßendes. Weiter bleibt diese Eigenschaft bei linearer Transformation auf das Einheitsquadrat erhalten, eine Eigenschaft, die weitgehend standardisierte Berechnung der Beiträge der Einzelelemente gestattet.

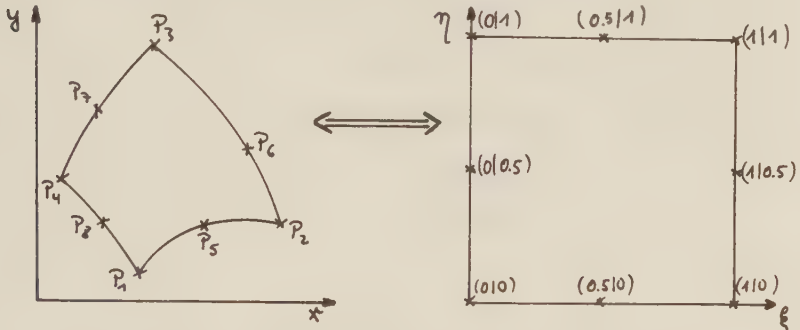
Die Darstellung von u im Einheitsquadrat sowie die Transformationsvorschrift und die acht Formfunktionen sind in den Tab. 8 bis 11 aufgeführt.

Tab. 8: Ansatz für die Funktion u im Einheitsquadrat:

$$u(\xi,\eta)=\alpha_1+\alpha_2\xi+\alpha_3\eta+\alpha_4\xi^2+\alpha_5\xi\eta+\alpha_6\eta^2+\alpha_7\xi^2\eta+\alpha_8\xi\eta^2$$

mit $\alpha=(\alpha_1,\dots,\alpha_8)=A\cdot u^{(e)}$, siehe Tab. 10

Tab. 9: Transformation des Einheitsquadrates auf ein krummliniges Viereck



$$x=\gamma_1+\gamma_2\xi+\gamma_3\eta+\gamma_4\xi^2+\gamma_5\xi\eta+\gamma_6\eta^2+\gamma_7\xi^2\eta+\gamma_8\xi\eta^2$$
$$y=\delta_1+\delta_2\xi+\delta_3\eta+\delta_4\xi^2+\delta_5\xi\eta+\delta_6\eta^2+\delta_7\xi^2\eta+\delta_8\xi\eta^2$$
$$\gamma=A\cdot x\ ,\ \delta=A\cdot y$$

Tab. 10: Transformationsmatrix A für den Ansatz der Serendipity-Klasse

$$\begin{pmatrix}
1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0\\
-3 & 1 & 0 & 0 & 4 & 0 & 0 & 0\\
-3 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 & 4\\
2 & 2 & 0 & 0 & -4 & 0 & 0 & 0\\
5 & -1 & -3 & -1 & -4 & 4 & 4 & -4\\
2 & 0 & 0 & 2 & 0 & 0 & 0 & -4\\
-2 & -2 & 2 & 2 & 4 & 0 & -4 & 0\\
-2 & 2 & 2 & -2 & 0 & -4 & 0 & 4
\end{pmatrix}$$

Tab. 11: Formfunktion für den Ansatz der Serendipity-Klasse:

$$N_1(\xi,\eta) = (1-\xi)(1-\eta)(1-2\xi-2\eta)$$
$$N_2(\xi,\eta) = -\xi\,(1-\eta)(1-2\xi+2\eta)$$
$$N_3(\xi,\eta) = -\xi\eta\,(3-2\xi-2\eta)$$
$$N_4(\xi,\eta) = -\eta\,(1-\xi)(1+2\xi-2\eta)$$
$$N_5(\xi,\eta) = 4\xi\,(1-\xi)(1-\eta)$$
$$N_6(\xi,\eta) = 4\xi\eta\,(1-\eta)$$
$$N_7(\xi,\eta) = 4\xi\eta\,(1-\xi)$$
$$N_8(\xi,\eta) = 4\eta\,(1-\xi)(1-\eta)$$

Mit diesen Festlegungen sind die Koordinaten darstellbar durch

$x = x_o^T N(\xi,\eta),\ y = y_o^T N(\xi,\eta);\ \xi,\eta \in [0,1]$, wobei x_o und y_o die Koordinatenvektoren der Knotenpunkte des jeweiligen Elementes sind. Bezeichnet J die Jacobi-Determinante dieser Transformation, also

$$J = \left|\frac{\partial(x,y)}{\partial(\xi,\eta)}\right| = \begin{vmatrix} x_\xi & y_\xi \\ x_\eta & y_\eta \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} x^T N_\xi & y^T N_\xi \\ x^T N_\eta & y^T N_\eta \end{vmatrix}$$

so ergibt sich für den Beitrag des Elementes G_i unter der Verwendung der Bezeichnung G_0 = Einheitsquadrat, $z \bullet z^T$ = dyadisches Produkt zweier Vektoren und den Abkürzungen

(3) $$h_1 = (y_\eta N_\xi - y_\xi N_\eta)/\sqrt{J}$$
$$h_2 = (-x_\eta N_\xi + x_\xi N_\eta)/\sqrt{J}$$

die Darstellung

$$\iint_{G_i} (u_x^2 + u_y^2)\,dx\,dy = \iint_{G_0} (h_1 \circ h_1^T + h_2 \circ h_2^T)\,d\xi\,d\eta$$

Die Positivität von J ist bei nicht allzu "verbogenen" Elementen gewährleistet.

Mit Hilfe der Gauss'schen Integrationsformel der Ordnung drei mit den Stützstellen $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ und den Gewichten $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ gilt dann

$$(4) \quad \iint_{G_i} (u_x^2 + u_y^2)\,dx\,dy = \sum_{j,k=1}^{3} \omega_j \omega_k \left(h_1 \circ h_1^T + h_2 \circ h_2^T\right)$$

wobei h_1 und h_2 jeweils an den Stellen (σ_j, σ_k) auszuwerten sind. Diese Rechenvorschrift liefert für jedes Element eine 8 X 8-Matrix SE, deren Beitrag zur Gesamtmatrix S wie folgt zu addieren ist: zunächst wird jedes Element mit der Leitfähigkeit im Element multipliziert.

Da der Einfluß der Leitfähigkeit auf die relative Potentialverteilung zu vernachlässigen ist (Doslak, 1980), wird die Leitfähigkeit in allen Elementen zu Eins gesetzt.

Sind die Knoten von 1 bis n durchnummeriert, so ergibt sich für das aktuelle Element ein Vektor von 8 beteiligten Knotennummern P_1 bis P_8. Dabei ist die Orientierung aus Tab.9 im Anhang streng einzuhalten. Ist nun $P_j = l$, $P_k = m$, $j,k = 1,\ldots 8$, $l,m \in \{1,\ldots,n\}$, so ist SE(j,k) zu S(l,m) zu addieren. Da S symmetrisch ist, genügt es, nur eine Hälfte der Gesamtmatrix aufzubauen.
Im nächsten Schritt werden die Randbedingungen berücksichtigt: ist für die j-te Knotenvariable der Wert 0 vorgeschrieben, wird in S die j-te Zeile und Spalte durch Nullen ersetzt und dann das j-te Diagonalelement 1 und die j-te Komponente des Konstantenvektors 0 gesetzt. Ist ein Wert $p_j \neq 0$ vorgeschrieben, wird zunächst zum Konstantenvektor das p_j-fache der j-ten Spalte von S addiert, dann S wie im Fall $p_j = 0$ modifiziert und abschliessend die j-te Komponente des Konstantenvektors durch $-p_j$ ersetzt.

Damit ist das Problem auf die Lösung eines linearen n*n Gleichungssystems reduziert, dessen Matrix symmetrisch, positiv definit und nur an wenigen Stellen ungleich Null ist.
Für die Lösung großer Gleichungssysteme, deren Matrix diese Eigenschaften hat, bietet sich die Methode der sukzessiven

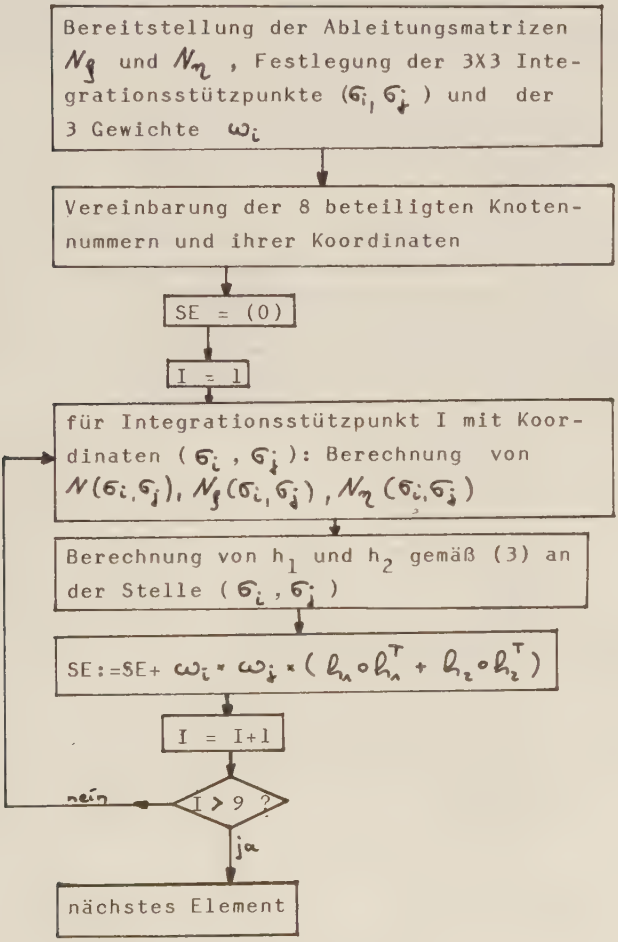
Überrelaxation an (Mitchell 1980). Die Iterationsvorschrift stellt sich folgendermaßen dar:
sind $s_{i,j}$ die Elemente von S, d_i die Elemente des Konstantenvektors, ω der Relaxationsfaktor mit $0 < \omega < 2$ und $u^{(k)}$ die k-te Näherung von u, so gilt

(5) $$u_i^{(k+1)} = -\omega \left\{ \sum_{j=1}^{i-1} u_j^{(k+1)} \cdot s_{ij} + \sum_{j=i+1}^{n} u_j^{(k)} \cdot s_{ij} + d_i \right\} / s_{ii} + (1-\omega) u_i^{(k)}$$

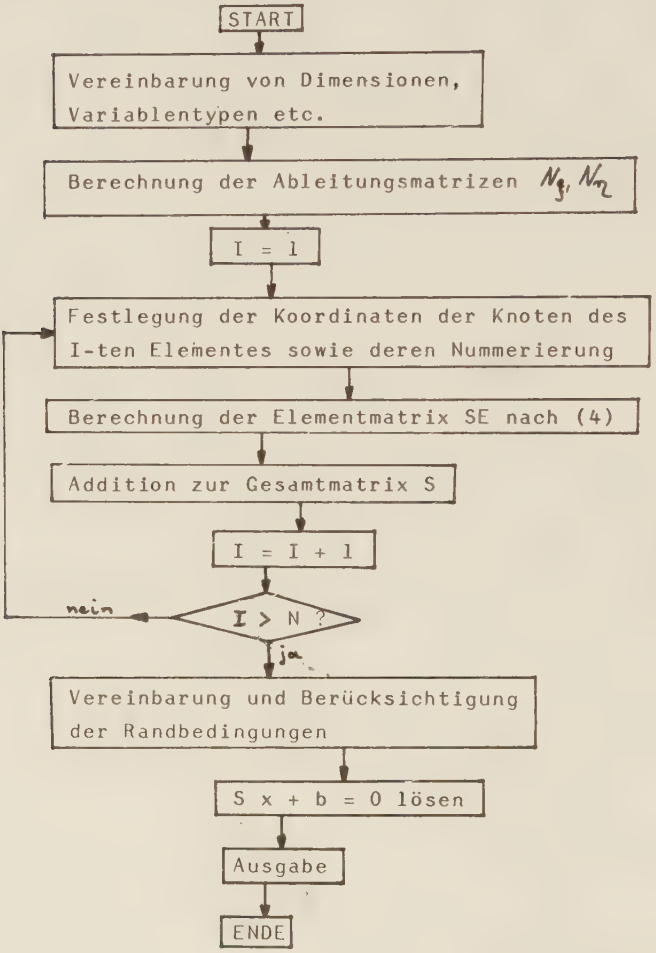
Die Eigenschaft von S, positiv definit zu sein, sichert, daß die Elemente $s_{i,j}$ ungleich Null sind.
Für den Relaxationsfaktor kann gezeigt werden, daß unter gewissen Voraussetzungen an die Matrix S (Schwarz 1980) ein optimaler Wert $\overline{\omega}$ existiert in dem Sinne, daß für größere ω die Iteration nicht mehr konvergieren muß und für jedes kleinere die Abnahme des Fehlervektors kleiner als für $\overline{\omega}$ ist.
Eine Schätzung von $\overline{\omega}$ kann man erhalten, wenn man die Iteration mit $\omega = 1$ beginnt, die Differenzvektoren $d^{(k)}$ aufeinanderfolgender iterierter Vektoren bildet und k so groß werden läßt, daß in (euklidischer oder Maximumnorm) der Quotient $\| d^{(k+1)} \| / \| d^{(k)} \|$ in etwa konstant bleibt. Nennt man diesen Grenzwert λ, so berechnet sich der optimale Relaxationsfaktor aus

$$\overline{\omega} = 2 / (1 + \sqrt{1 - \lambda})$$

Flußdiagramm zur Berechnung der Elementmatrizen



Flußdiagramm für das Gesamtprogramm



9. Literaturverzeichnis

Andrews, J. A.: Arch. Ophthalmol. 29 (50), 1900 zit. nach Michels, 1974

Arden, G.B., Brown, K.T.: J.Physiol., 176 (429), 1965, zit. nach Doslak, 1981

Armaly, G. F.: Ocular Tolerance To Silicone, Arch. Ophthalmol.68 (390), 1962

Bertolini, R., Leutert, G.: Atlas der Anatomie des Menschen Georg Thieme Verlag, Leipzig 1982

Blinowska, K. J. , Zachara, J. Z., Szirkowiec, W. G.: The Computer Analysis of Clinical ERG Comput. Biol. Med. 8,4 (265), 1978

Brown, K.T.: The Electroretinogram: Its Components And Their Origins Vis. Res. 8, 1968

Bures, J., Petrau, M., Zachar, J. : Electrophysiological Methods in Biological Research Academic Press, New York (579 ff), 1967

Cone, R. A.: The Rat Electroretinogram J. Gen. Physiol. 47, 6 (1089), 1964

Daniele, F. et al.: Arch. Ophthalmol. 80, 1968, zit. nach Michels, 1974

Dehon, P.: Le role de l'electro-retinogra-

phie dans l'examen pre-operatoire d'un malade atteint d'une opacification des milieux transparents de l'oeil
Arch. Ophthalmol. (Paris), 37,6-7 (489), 1977

- : Exploration electrophysiologique de la retine
J. Fr. Ophthalmol. 1,4 (323), 1978

Denden, A.: Über den Einfluß des Adaptationsniveaus auf die oszillierenden ERG-Potentiale (o.P.)
Graefes Arch. Klin. Ophthalmol. 205, 4 (279), 1978

Devoe, R. D.: Linear Relations Between Stimulus Amplitude And Amplitude of Retinal Action Potentials From The Eye of The Wolf Spider
J. Gen. Physiol. 47 (13), 1963

Doslak, M.J. et al.: The Effects of Variations of The Conducting Media Inhomogenities on The Electroretinogram
IEEE Trans. Biomed. Eng. 27,2 (88), 1980

- : Numerical Solution of The Bioelectric Field of The ERG
Med. Biol. Eng. Comp 19 (149),1981

Ergatoudis, J., Irons, B., Zienkiewicz, O. C.: Int. J. Solids Struct. 4, 1968
zit. nach Schwarz, 1980

Faber, F.: Diss. FU Berlin, 1984, im Druck

Faber, D. S.: Ph. D. Diss., New York, 1969
zit. nach Doslak, 1980

Faulborn, B., Röver, J.: Zur Prognose der Vitrektomie
Klin. Mbl. Augenheilkunde 176
(593), 1980

Foerster, M.H.: Die Änderung der DC-Komponente
des ERG während der Dunkeladaptation
Ber. Zusammenkunft Dtsch. Ophthal.
Ges. 75 (536), 1977

Fuller, D. G.: Bright Flash Electroretinography
For The Evaluation of Eyes With
Opaque Vitreous
Am J. Ophthalmol. 80 (214), 1975

Greenspan, D.: Introductory Numerical Analysis
of Elliptic Boundary Value Problems
Harper and Row, New York, 1965

Hahn, H. G.: Methode der finiten Elemente in
der Festigkeitslehre
Akad. Verlagsgesellschaft,
Frankfurt/Main, 1975

Kasner, D.: Surgical Treatment of Amyloidosis
of The Vitreous
Trans. Am. Acad. Ophthalmol. Otol.
72 (410), 1968

Koblasz, A. J.: Nonlinearities of The Human ERG
Reflected by Wiener-Kernels
Biol. Cybern. 31, 4 (187), 1978

Krakau, C. E. T.: On The Potential Field of The Rab-

bit Electroretinogram
Acta Ophthalmol. 36 (183), 1958

Leaver, P. K.,Grey, R. B., Garner, A.: Silicon Oil Injection in The Treatment of Massive Preretinal Retraction II. Late Complications in 93 Eyes
Brit. J. Ophthalmol. 63 (361), 1979

v. Lith, G.: Quantitative Evaluation of The Electroretinogram
Ophthalmologica 182, 4 (218), 1981

Lorente de No, R.: Studies From The Rockefeller Institute 132, 1947
zit. nach Krakau, 1958

Machemer, R.: pers. Mitteilung, 1984

Machemer, R., Aaberg, Th.: Glaskörperchirurgie, Vitrektomie
Hans Huber Verlag, Bern 1981

Mandelbaum, S. et al.: Nonrecordable Electroretinogram In Vitreous Hemorrhage
Ophthalmology (Rochester), 89, 1 73, 1982

Michels, R. et al.: Vitreous Surgery, History And Current Concepts
Ophthalmic Surg. 5, 1974

Michels, R.: Vitreous Surgery
The C. V. Mosby Company St. Louis, 1981

Mitchell, A. R., Griffiths, D. F.: The Finite Difference Method in Partial Differential Equations
John Wiley and Sons, New York, 1980

Moorhead, L.C., Redburn,D., Merrit, J., Garcia, G.: The Effects of Intravitreal Irrigation During Vitrectomy On The Electroretinogram
Am.J.Ophthalmol. 88, 2 (239), 1979

Mukai, N., Lee, P.F., Schepens, C. L.: Intravitreous Injection of Silicone: An Experimental Study
Ann. Ophthal. 4 (273), 1972

Negi, A., Honda, Y., Kawano, S.: Effects of Intraocular Irrigating Solutions On The Electroretinographic B-Wave
Am.J. Ophthalmol. 92, 1 (28), 1981

Norrie, D. H., deVries, G.: Finite Element Bibliography
New York, 1976, zit. nach Schwarz, 1980

van Norren, D.: The Technical Limitation of Clinical Electroretinography
Docum. Ophthal. Proc. Series 31, 3 1982

Norton, E. W. D.: The Jackson Memorial Lecture Ophthalmol. (Rochester), 77, 1973
zit. nach Michels, 1974

Ohm, J.: A. v. Graefes Arch. Klin. Ophthalmol. 80, 1912, zit. nach Michels,1974

Österberg, G.: Topography of The Layer of Rods And Cones in The Human Retina
Acta Ophthalmol. Suppl. 6, 1935

Peterson, H.: Acta Ophthalmol. Suppl. 99, 1, 1968
zit. nach Blinowska, 1978

Phillipov, J: Taschenbuch Elektrotechnik, Bd. 1 VEB Verlag Technik Berlin, 1968

Pienter, R. B.: Sinusoidal And Delta Function Response of Visual Cells of The Limulus Eye J. Gen. Physiol. 49 (565), 1966

Poppele, R. E.,Maffei, L.: Frequency Analysis of The Electroretinogram J. Neurophysiol. 30 (983), 1967

Rodieck, R. W., Ford, R. W.: Vis. Res. 9 (1), 1969 zit. nach Doslak, 1980

Schenk, H.: A. v. Graefes Arch. Klin. Ophthalmol. 161, 1959 zit. nach Michels, 1974

Schepens, C. L.: Retinal Detachment And Allied Diseases W. B. Saunders Comp., Philadelphia, 1983

Schmidt, B.,Straub, W.: Elektroretinographie, Electrooculographie, Untersuchung des visuell evozierten Potentials, in: Die ophthalmologischen Untersuchungsmethoden, Hrsg. W. Straub, Enke Verlag Stuttgart, 1976

Schwarz, H. R.: Methode der finiten Elemente Teubner, Stuttgart, 1980

Scott, J. D.: Trans. Ophthalmol. Soc. U. K. 93, 1973, zit. nach Michels, 1974

Seiler, T.: Phase Transitions in Ocular Tissue-NMR And Temperature Measurements
A. v. Graefes Archiv Clin. Exp. Ophthalmol. 221 (122), 1983

- : pers. Mitteilung, 1984

Tavakolian , U., Seiler, T.: Die frühoperative Erholungsphase der Retina nach glaskörperchirurgischen Eingriffen - ein tierexperimentelles Modell
Fortschr. Ophthalmol. 81 (301), 1984

Tavakolian, U.: pers. Mitteilung ,1984

Thomas, C., Welch, A. J.: An Adaptation-Overlap Model of The Electroretinogram
IEEE Trans. Biomed. Eng. 26, 6 (365), 1979

- : Dynamic Light-Dark Adaptation in The Rabbit ERG
IEEE Trans Biomed. Eng. 26,12 (672), 1979

Tomita, T. et al.: Origins of The ERG-Waves
Vis. Res. 21, 11 (1703), 1981

Tolentino, F. I. et al.: Vitreoretinal Disorders
W. B. Saunders Comp., Philadelphia, 1976

Toth, S., Szlavik, L., Sarmany, J. B.: Advantages And Drawbacks of Some ERG Stimulation And Data Processing Methods
Ophthalmologica 183, 4 (197),1981

Troelestra, A., An Analysis of Electroretinographic B-Wave In Man
J. Neurophysiol. 31 (588), 1968

Valeton, J. M., van Norren,D.: Fractional Recording And Component Analysis of Primate LERG: Separation of Photoreceptors And Other Retinal Potentials
Vis. Res. 22, 3 (381), 1982

Widder, T.: A. v. Graefes Arch. Klin. Ophthalmol 164, 1962, zit. nach Michels, 1974

Wiener, N.: Nonlinear Problems In Random Theory, New York, Wiley, 1958
zit. nach Koblasz, 1978

Wollensak, J., Seiler, T.: Kernspintomographie am menschlichen Auge
A. v. Graefes Arch. Klin. Exp. Ophthalmol. 220 (71), 1983

Zakov, Z. N., Lewis, M. L.: A. v. Graefes Arch. Klin. Ophthalmol. 17, 1978, zit. nach Machemer, 1981

Zienkiewicz, O. C.: Methode der finiten Elemente
Carl Hauser Verlag, München, 1975

Lebenslauf

Ich wurde am 28.April 1950 als Sohn des Lehrers Ulrich Marlinghaus und der Lehrerin Bärbele Marlinghaus, geb. Kolbe in Berlin Spandau geboren.

Nach Besuch der Grundschule von 1956 bis 1962 wechselte ich auf den neusprachlichen Zweig des Kant-Gymnasiums in Berlin.

Im Februar 1969 legte ich das Abitur ab und begann an der TU Berlin mit dem Studium der Mathematik und Betriebswirtschaft.

1975 bestand ich die Diplomprüfung und schloß ein Aufbaustudium in Mathematik an.

Zum Sommersemester 1977 begann ich mit dem Studium der Humanmedizin an der FU Berlin, das ich 1983 mit dem dritten Staatsexamen abschloß.

Im Augenblick arbeite ich als Assistenzarzt im Immanuel-Krankenhaus in Berlin Wannsee.

Lutz Marlinghaus

Ich danke Herrn Professor Dr. Wollensak für die Überlassung des Themas und Betreuung der Arbeit.
Besonderen Dank schulde ich Herrn Dr. Seiler, dessen stete Diskussionsbereitschaft wesentlich zum Fortgang der Arbeit beigetragen hat.
Meiner Familie danke ich für die geduldige Unterstützung während meines Studiums.
Mein Dank gilt auch Frau Keins und Herrn Faber.